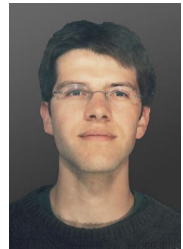

Département de Microtechnique
Institut d'Optique Appliquée (IOA)
Assistant : Gaëtan Marti (2C3D)
Professeur : Michael Unser (BIG)
En collaboration avec le :

- VraiGroup : Charles Baur
 - CHUV : Dr. Stéphane Wicky
-



ÉCOLE POLYTECHNIQUE
FÉDÉRALE DE LAUSANNE

Travail de Diplôme



Micaël Rochat

Systeme de Navigation pour la Pose d'Endoprothèses Aortiques



Lausanne, Février 2002

1. INTRODUCTION	4
2. NOTIONS MÉDICALES	5
2.1 AORTE	5
2.2 QU'EST CE QU'UN ANÉVRISME AORTIQUE ABDOMINAL (AAA) ?	5
2.3 QUELS SONT LES SYMPTÔMES ASSOCIÉS À L'AAA ?	6
2.4 SOINS DE L'ANÉVRISME ABDOMINAL	6
2.4.1 <i>La mise à plat-greffe</i>	6
2.4.2 <i>La méthode dite « minimale invasive »</i>	7
3. IMAGERIE MÉDICALE	8
3.1 TOMOGRAPHIE (COMPUTED TOMOGRAPHY - CT)	8
3.2 ANGIOGRAPHIE À RAYONS X	10
4. MÉTHODE MINIMALE INVASIVE	12
4.1 ÉTAPE PRÉOPÉRATOIRE	12
4.2 ÉTAPE INTRA-OPÉRATOIRE	12
5. CIBLE DU TRAVAIL	14
6. BREF APERÇU DE NOTRE APPROCHE	15
7. ÉTAPE PRÉOPÉRATOIRE	18
7.1 VUE SYNTHÉTIQUE	18
7.2 MODÈLE 3D	22
7.3 REGISTRATION RIGIDE	22
7.4 REGISTRATION NON RIGIDE	27
7.4.1 <i>Squelettisation de la vue synthétique XA</i>	28
7.4.2 <i>Déformation du squelette 3D selon les plans de projections XA</i>	31
8. DISCUSSION DES RÉSULTATS	36
8.1 VUE SYNTHÉTIQUE	36
8.2 REGISTRATION RIGIDE	36
8.3 REGISTRATION NON RIGIDE	36
8.3.1 <i>Squelettisation</i>	36
8.3.2 <i>Déformation du squelette 3D selon les plans de projections XA</i>	36
9. CONCLUSION	37
9.1 SYSTÈME DE NAVIGATION 3D	37
9.2 DÉVELOPPEMENTS FUTURS	37
9.3 REMERCIEMENTS	37
10. ANNEXE	38
10.1 ANATOMIE	38
10.2 CATHÉTER	39
10.3 ENDOPROTHÈSE	39
10.4 C-ARM	39
11. RÉFÉRENCES	41
11.1 LITTÉRATURE	41
11.2 INTERNET	41
11.2.1 <i>Images</i>	41

1. INTRODUCTION

Durant ces dernières années, certaines interventions chirurgicales sont devenues moins traumatisantes pour les patients grâce à l'apparition des opérations dites « minimales invasives ».

La chirurgie à invasion minimale, dont la chirurgie laparoscopique ou endoscopique sont d'excellents exemples, est une solution de remplacement à la chirurgie classique invasive, qui requiert de profondes incisions. Grâce aux techniques à invasion minimale, seules de légères incisions sont nécessaires pour introduire par des tubes fins, des instruments chirurgicaux, ainsi que parfois un matériel optique à l'intérieur du corps pour visualiser les tissus de l'organisme. Les lésions sont limitées et les séjours hospitaliers réduits.

Cependant, avec ce genre d'intervention, le chirurgien perd des informations visuelles importantes concernant l'orientation des organes. Pour palier à cela, ils ont souvent recours à des images provenant d'endoscope ou d'angiographie à rayons X (§ 3.2 : Angiographie à rayons X), qui fournissent des informations bidimensionnelles concernant les organes ; mais bien souvent, les opérations exécutées requièrent une connaissance tridimensionnelle.

Pour faire face à ces problématiques des outils de navigation 3D ont émergé offrant aux médecins une représentation virtuelle des organes internes du patient.

C'est dans ce contexte que le sujet de ce travail de diplôme a été élaboré - dans l'optique de faciliter les opérations de pose d'endoprothèses¹ aortiques en offrant au chirurgien une meilleure compréhension du champ opératoire.

L'idée est de proposer un outil de planification de pose d'endoprothèse, c'est-à-dire, de faciliter le choix d'une prothèse ainsi que de donner la possibilité d'étudier son implantation.

Les solutions que nous avons adoptées ont une orientation pratique, c'est-à-dire, que nous ne recherchons pas la méthode mathématique la plus rigoureuse, mais plutôt celle qui se veut la plus simple. En effet, dans l'optique de l'utilisation d'un système de navigation en salle opératoire, il est impératif d'éviter les algorithmes coûteux en temps.

Ce projet est réalisé dans l'entreprise 2C3D (« To See 3D ») qui propose des solutions de innovantes pour la chirurgie minimale invasive en développant des systèmes de planification et de navigation 3D pour les interventions d'orthopédies (EndoNavigator™) et de laparoscopies.

Ce travail contient des termes relatifs à l'anatomie humaine et au monde de la médecine ; c'est pourquoi nous proposons une annexe dédiée à l'explication de certaines notions à laquelle le lecteur voudra bien se reporter en cas de doute.

¹ Annexe §10.3 : Endoprothèse

2. NOTIONS MÉDICALES

2.1 Aorte

L'aorte est la principale artère du corps ; elle part du ventricule gauche du cœur. Elle apporte le sang oxygéné à toutes les artères excepté l'artère pulmonaire (qui apporte le sang aux poumons pour qu'il soit oxygéné). C'est un large vaisseau, environ 2.5 centimètres de diamètre, avec des parois larges et élastiques pour supporter les changements de pression lorsque le cœur bat.

2.2 Qu'est ce qu'un anévrisme aortique abdominal (AAA) ?

Un anévrisme est une dilatation anormale d'une portion d'une artère.

L'anévrisme est aortique abdominal lorsque le phénomène se produit dans le tronçon de l'aorte entre la jonction des artères rénales et la jonction des artères fémorales¹ (cf. Figure 2.1).

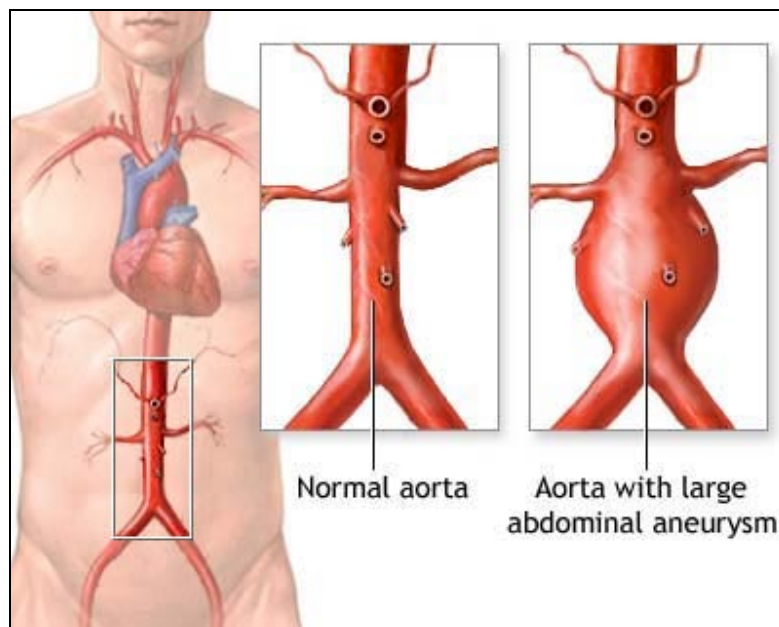


Figure 2.1 – Anévrisme aortique abdominal

L'évolution naturelle de l'anévrisme se fait vers l'augmentation inéluctable et localisée du diamètre de l'aorte ; cette augmentation est graduelle pendant une période de temps, avec une croissance d'en moyenne 2 à 3 centimètres par an.

Un anévrisme peut mesurer jusqu'environ 5-6 cm avant que l'on décide d'opérer, c'est-à-dire, 1.5 fois la taille normale.

En d'autres termes, tout anévrisme est menacé de rupture car la paroi de l'artère se détend et se fragilise sous la pression du flux sanguin. Cependant, la vitesse d'évolution d'un anévrisme est relativement imprévisible, changeant d'un cas à l'autre.

¹ Annexe § 10.1 : Anatomie

Plus de 50% des patients non soignés ayant un anévrisme abdominal meurent d'une rupture d'anévrisme environ dans les deux ans suivant le diagnostique ; 85% meurent dans les cinq ans.

Environ 10% des hommes âgés de plus de 65 ans sont susceptibles d'avoir un anévrisme de quelque type qu'il soit.

2.3 Quels sont les symptômes associés à l'AAA ?

La plupart du temps, une personne avec un anévrisme aortique abdominal n'a pas de symptômes jusqu'à ce que les parois de l'artère se dilatent sévèrement et que l'anévrisme ait atteint une taille dangereuse.

Pendant tout ce temps, une personne peut connaître des douleurs dans le dos. Le premier signe de rupture est une douleur extrême dans le bas abdomen et dans le dos. Une telle rupture est souvent fatale.

2.4 Soins de l'anévrisme abdominal

Puisque c'est le flux sanguin exerçant une pression sur la paroi artérielle qui cause la rupture de l'aorte, l'idée est de faire s'écouler le sang à travers une prothèse afin que le flux sanguin n'exerce plus de pression sur les parois de l'aorte.

Pour ce faire il existe deux principales interventions chirurgicales :

2.4.1 La mise à plat-greffe

Le médecin pratique une grande incision abdominale et l'aorte est pincées fortement (pour stopper la circulation du sang) au-dessus et en dessous de l'anévrisme. L'aorte est ensuite ouverte et une prothèse est cousue à l'intérieur à l'endroit de l'anévrisme (cf. Figure 2.2); l'aorte est refermée par-dessus.

La procédure peut durer de deux à cinq heures et est reconnue pour être compliquée. De plus, le patient doit rester en moyenne 7 à 12 jours à l'hôpital. Le temps de réhabilitation peut durer trois mois.

Ce genre d'opération de chirurgie invasive est relativement traumatisant pour le patient.

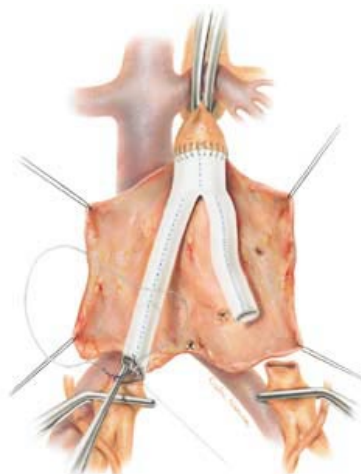


Figure 2.2 – Intervention de mise à plat - greffe

2.4.2 La méthode dite « minimale invasive »

Un nouveau traitement s'est révélé beaucoup plus sûr et efficace ; il s'agit de la méthode dite « pose d'endoprothèse¹ aortique par voie minimale invasive ».

Cette méthode consiste à insérer une prothèse en passant par l'intérieur de l'artère fémorale pour remonter jusqu'à la zone défectueuse de l'aorte, c'est-à-dire le lieu de l'anévrisme. Pour ce faire, on pratique une incision au niveau supérieur de la jambe ; suivant les cas d'anévrisme, on pratique des incisions sur chacune des artères fémorales.

Ce genre de procédure est possible grâce à des cathéters spéciaux qui sont détaillés en Annexe².

Le médecin pratique une incision au niveau de l'artère fémorale. Il insère ensuite un cathéter qui contient la prothèse compressée jusqu'à l'endroit de l'anévrisme. Lors du retrait du cathéter, la prothèse se déploie au moyen d'un ressort et vient appuyer sur la paroi interne de l'aorte.

L'image suivante (cf. Figure 2.3) montre le résultat de cette pose d'endoprothèse qui est semblable pour les deux types d'intervention.



Figure 2.3 – Endoprothèse

L'intervention chirurgicale qui fait l'objet de ce travail de diplôme est la méthode « minimale invasive » ; c'est pourquoi nous allons exposer de manière détaillée les différentes étapes de cette intervention pour mieux saisir le but de ce travail.

Mais avant tout, il nous faut donner quelques informations sur les méthodes d'imageries médicales utilisées dans le cadre de ces opérations.

¹ Annexe Endoprothèse

² Cf. Annexe « Cathéter »

3. IMAGERIE MÉDICALE

Nous exposons maintenant deux méthodes d'imagerie médicale nécessaires aux diagnostics et aux soins de l'anévrisme aortique abdominal.

3.1 Tomographie (Computed Tomography - CT)

La tomographie, plus communément appelée « CT », est basée sur les rayons X et la propriété qu'ont les tissus à absorber ou non ces rayons. Elle permet l'acquisition d'images de coupe du corps humain.

Pour ce faire, un large faisceau de rayons X émis par une source en mouvement rotatif autour du corps est capté grâce à des détecteurs situés tout autour du patient (cf. Figure 3.1).

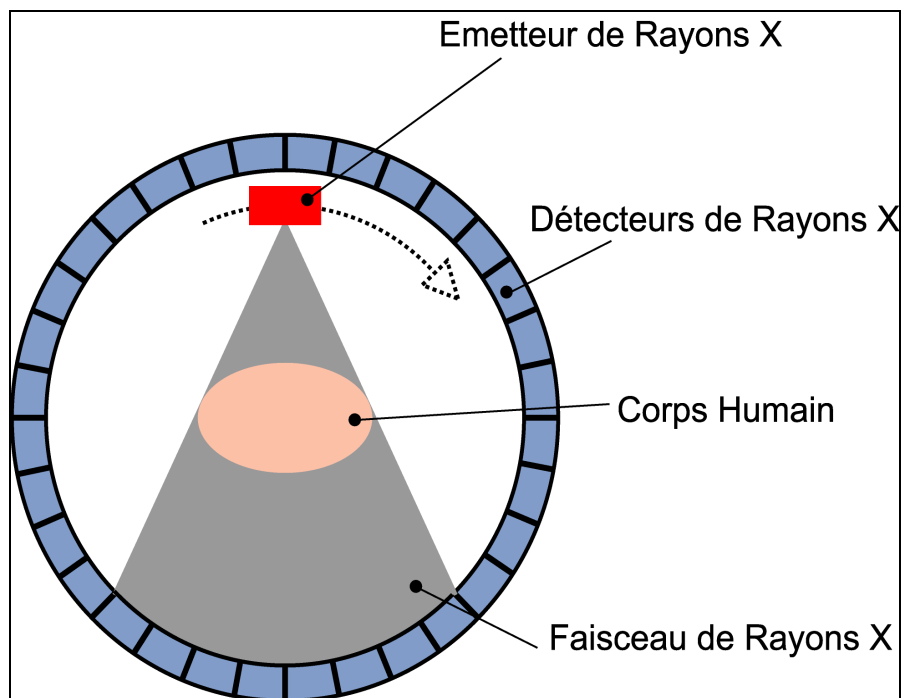


Figure 3.1 – Principe du CT

Ce procédé fournit une image de projection d'une même scène (la section du corps considérée), mais avec des points de vues différents. Ensuite, un algorithme de reconstruction permet d'aboutir à une image synthétique de la section (cf. Figure 3.2).

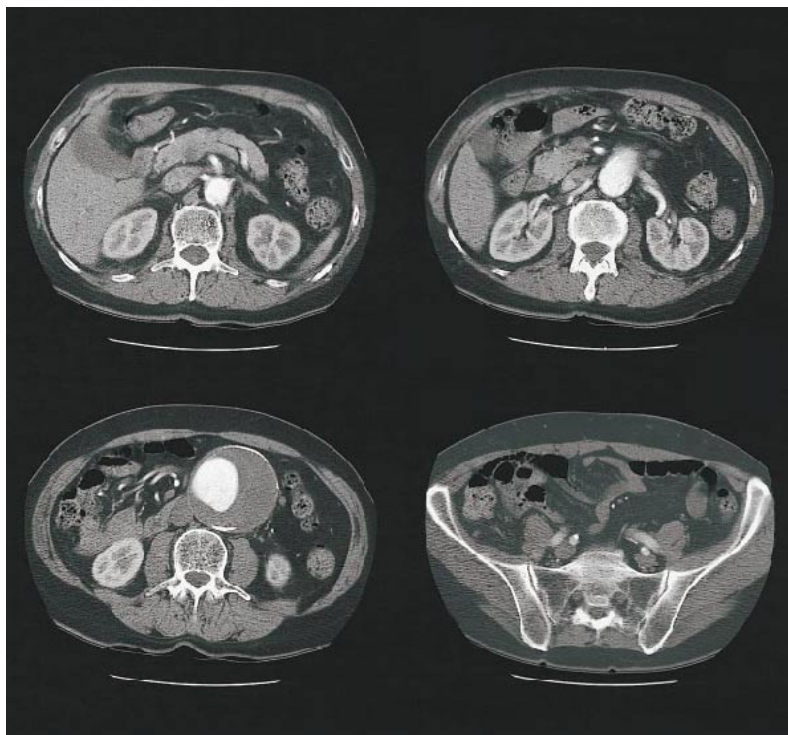


Figure 3.2 – Images CT montrant une coupe de l'abdomen révélant un anévrisme (image inférieure gauche, cercle blanc)

En faisant plusieurs prises de vues spatialement consécutives, en faisant avancer le patient lors des prises de vues, on obtient une succession d'images que l'on peut « empiler » (cf. Figure 3.3). A partir de cela il est possible de reconstruire en trois dimensions la partie du corps intéressante.

L'appareil permettant de faire ce genre d'imagerie se présente comme suit :



Figure 3.3 – CT scanner

3.2 Angiographie à rayons X

L'angiographie à rayons X, appelée « XA », est une technique d'imagerie utilisée pour mettre en évidence les vaisseaux sanguins.

Cependant, les artères étant des tissus de type « mous », il ne sont pas visibles aux rayons X. C'est pourquoi on fait appel à un « produit de contraste », absorbant les rayons X, qui va faire ressortir sur l'image la présence de sang, ce qui indiquera le cheminement des artères (cf. Figure 3.4). Les zones sombres de l'image correspondent au endroit où les rayons X ont été absorbés. Ce produit doit être injecté au niveau d'une artère afin d'assurer une diffusion rapide du produit.

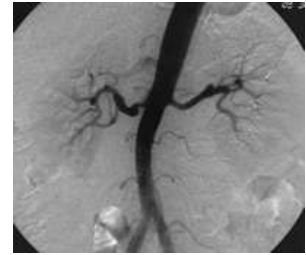


Figure 3.4 – Angiographie d'une portion d'aorte

Au moment de l'injection, des prises de vues séquentielles aux rayons X sont réalisées.

Ce genre d'imagerie permet, par exemple, de :

- Détecter l'artériosclérose dans l'artère carotide du cou.
- Identifier un anévrisme intracrânien ou d'autres dysfonctionnements des vaisseaux sanguins dans le cerveau.
- Evaluer un trouble dans l'artère rénale.
- Faire un bilan de l'aorte et détecter un éventuel anévrisme de cette artère.
- Déterminer une source d'hémorragie tel qu'un ulcère d'estomac
- Montrer l'étendue et la gravité d'une artériosclérose dans les artères coronaires.

Dans notre cas, l'angiographie est destinée à préciser l'extension de la poche de l'anévrisme : en haut vers les artères rénales, et en bas vers la bifurcation aortique ou même les artères iliaques¹.

Les images séquentielles obtenues pour une injection forment une série d'images montrant l'évolution du produit dans les vaisseaux sanguins (cf. Figure 3.5) dans une région du corps.

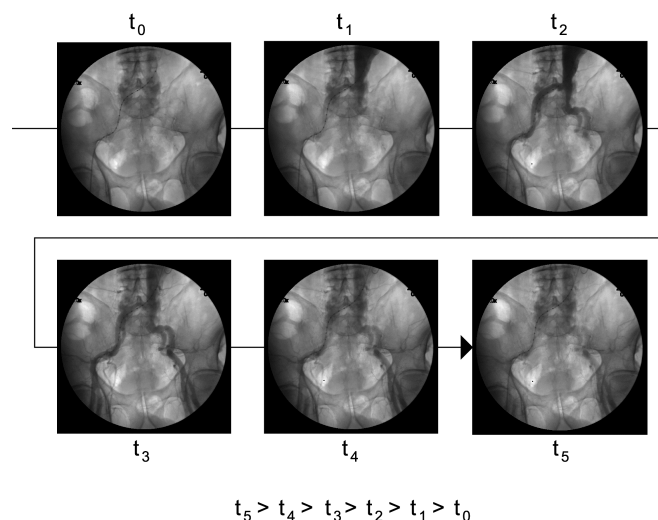


Figure 3.5 – Série d'images XA des artères iliaques

¹ Annexe §Anatomie

Un des appareils utilisé pour ce genre de prise d'image rayons X est l' « arc en C », plus souvent appelé « C-Arm » (cf. Figure 3.6).

Le C-Arm est un système mobile d'acquisition d'image rayons X et il fait partie de l'équipement standard des hôpitaux. Il permet d'obtenir en temps réel un feedback de l'orientation des structures anatomiques ainsi que la position des outils du médecin.

Cet appareil permet des prises de vues selon des angles différents¹ grâce à son bras rotatif en forme de « C ».

Avec l'obtention des ces prises de vues selon différents angles, on récupère des informations tridimensionnelles de l'organe imagé.



Figure 3.6 – C-Arm

¹ Annexe « C-Arm »

4. MÉTHODE MINIMALE INVASIVE

4.1 Etape préopératoire

Une prise d'images CT et des séries d'angiographies à rayons X selon des angles de prise de vues différents (à 90° l'une de l'autre offre une vue frontale et une autre latérale) permettent au médecin de faire un diagnostic et de commander le matériel nécessaire et adéquats pour l'opération à venir (type d'endoprothèse, longueur, section...).

Ces deux méthodes d'imagerie permettent aussi au médecin de se familiariser avec la forme de l'anévrisme et la disposition des artères du patient.

Pendant l'opération, le système d'imagerie utilisé est le C-Arm qui fournit des images XA. Il n'est possible d'obtenir des images que selon une seule projection pendant l'intervention chirurgicale car il n'est pas aisé de manipuler le C-Arm pour en obtenir plusieurs. Le médecin s'a donc à disposition que des images frontales (c'est-à-dire prise de face).

Avec cette unique information bidimensionnelle, le médecin doit faire évoluer le cathéter dans l'aorte ; c'est pourquoi il est essentiel que le médecin puisse, avant l'opération, bénéficier d'image XA selon 2 prises de vue, ainsi que d'une représentation 3D de l'aorte extraite des images CT.

4.2 Etape intra-opératoire

L'idée de la méthode « minimale invasive » est d'utiliser le conduit que forment les artères pour acheminer l'endoprothèse vers le lieu de l'anévrisme. Pour ce faire, une incision est effectuée au niveau d'une artère fémorale.

De ce point, le médecin introduit, dans l'artère, un cathéter contenant l'endoprothèse ; il le fait progresser jusqu'au point de l'anévrisme et par une simple manipulation, l'endoprothèse se déploie, grâce à un ressort, alors que le médecin retire le cathéter¹.

Le cathéter est inséré jusqu'à ce que son extrémité atteigne la zone située entre la jonction rénale et le haut de l'anévrisme (cf. Figure 4.1 et Figure 4.2).

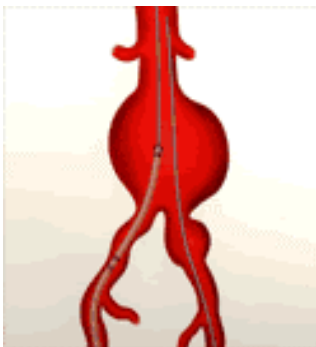


Figure 4.1 – Cathéter dans l'aorte

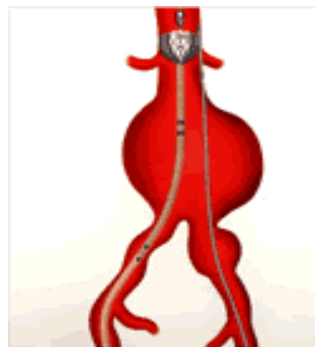


Figure 4.2 – Déploiement de l'endoprothèse

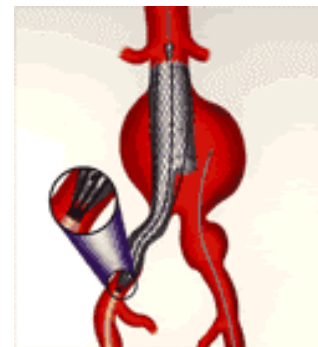


Figure 4.3 – Endoprothèse en partie déployée

¹ Annexe « Cathéter »

Lorsque la prothèse se déploie, il faut absolument tenir compte des deux points suivants :

- La prothèse ne doit pas boucher l'entrée du flux sanguin dans les artères rénales (cf. Figure 4.3).
- Les extrémités de la prothèse doivent appuyer sur des zones saines de l'aorte, évitant ainsi l'évolution de l'anévrisme (cf. Figure 4.3).

Pour respecter cela le médecin a constamment besoin de connaître la position du cathéter ; celui-ci ne laissant pas passer les rayons X, on peut l'observer grâce aux images séquentielles de l'angiographie rayons X.

5. CIBLE DU TRAVAIL

Les problèmes liés à cette méthode sont :

- Emission de Rayon X importante puisqu'il faut faire plusieurs prises de vue pour savoir où est le cathéter dans l'organe.
- Aucune information visuelle tridimensionnelle à propos de l'aorte. Ce qui engendre une difficulté accrue pour guider le cathéter. Seul les médecins ayant une bonne représentation 3D peuvent pratiquer ce genre d'opérations.
- Emplacement de l'anévrisme difficilement discernable avec l'imagerie XA.

Pour répondre à ces problèmes, nous souhaitons développer une aide visuelle pour le médecin, lui offrant la possibilité de voir l'aorte de patient modélisée pendant l'opération. L'idée est que dans un développement futur, on puisse inclure la position du cathéter dans l'aorte sur l'image virtuelle ; ainsi, il pourra suivre la progression du cathéter et savoir à quel moment il peut déployer l'endoprothèse.

Un tel système de navigation 3D permettra au médecin pendant l'opération de :

- Connaître avec précision la position du cathéter par rapport à l'aorte.
- Mieux visualiser le lieu du positionnement de l'endoprothèse.
- Minimiser les émissions de rayons X en réduisant le nombre de prise d'image XA.
- Se simplifier la tâche de représentation 3D à partir d'image 2D.

Le but de ce projet est d'offrir au médecin une modélisation 3D fiable de l'aorte dont l'orientation correspond à la position tridimensionnelle de celle du patient pendant l'opération.

Ce projet ne traite pas du positionnement du cathéter sur l'image virtuelle.

6. BREF APERÇU DE NOTRE APPROCHE

Proposer un modèle 3D pendant la phase intraopératoire, suppose que l'image virtuelle corresponde le plus possible à la position réelle de l'organe malade pendant l'opération.

Avant toute chose, il faut observer les informations que nous avons à disposition.

Etape Préopératoire	Etape Intraopératoire
XA – vue frontale et vue latérale	XA – vue frontale
CT – Modèle 3D de l'aorte	

Les images intraopératoires nous renseignent partiellement sur la position de l'aorte ; en effet, seuls une prise de vue frontale est réalisable pendant l'opération.

L'étape préopératoire, par contre, nous offre un modèle tridimensionnel de l'aorte, ainsi que des images séquentielles XA selon deux plans de projections (en général, frontal et latéral).

Attention ! Il est important de réaliser que les organes bougent dans le temps et par conséquent la configuration de l'aorte n'est pas la même lors de l'étape CT préopératoire que lors de l'intervention chirurgicale. Nous ne pouvons donc pas utiliser le modèle 3D préopératoire sans modifications pour représenter l'aorte pendant l'opération.

Notre idée est justement de nous baser sur le lien qui existe entre les informations préopératoires et les informations intraopératoires, c'est-à-dire, l'évolution des prises de vues frontales d'images XA.

Nous pouvons résumer le processus de la manière suivante :

- Exécuter une registration rigide (c'est-à-dire, une mise en correspondance sans déformation) du modèle CT avec les vues préopératoires frontales et latérales (cf. Figure 6.1).
- Améliorer cette correspondance par une registration « non rigide » (c'est-à-dire, avec déformation du modèle 3D).
- Caractériser la transformation entre les images XA frontales préopératoires et celles intraopératoires. Nommons cette transformation « T » (cf. Figure 6.2).
- Faire subir au modèle CT issu de la registration la transformation « T » (cf. Figure 6.2).

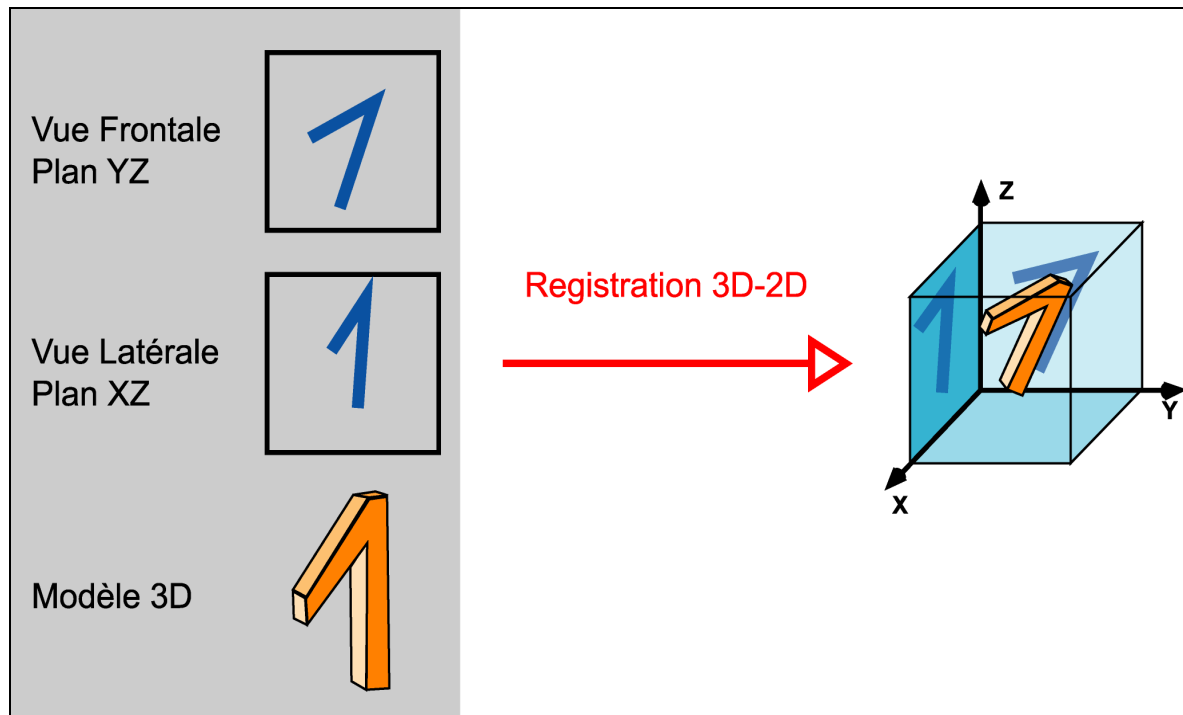


Figure 6.1 – Registration 2D-3D

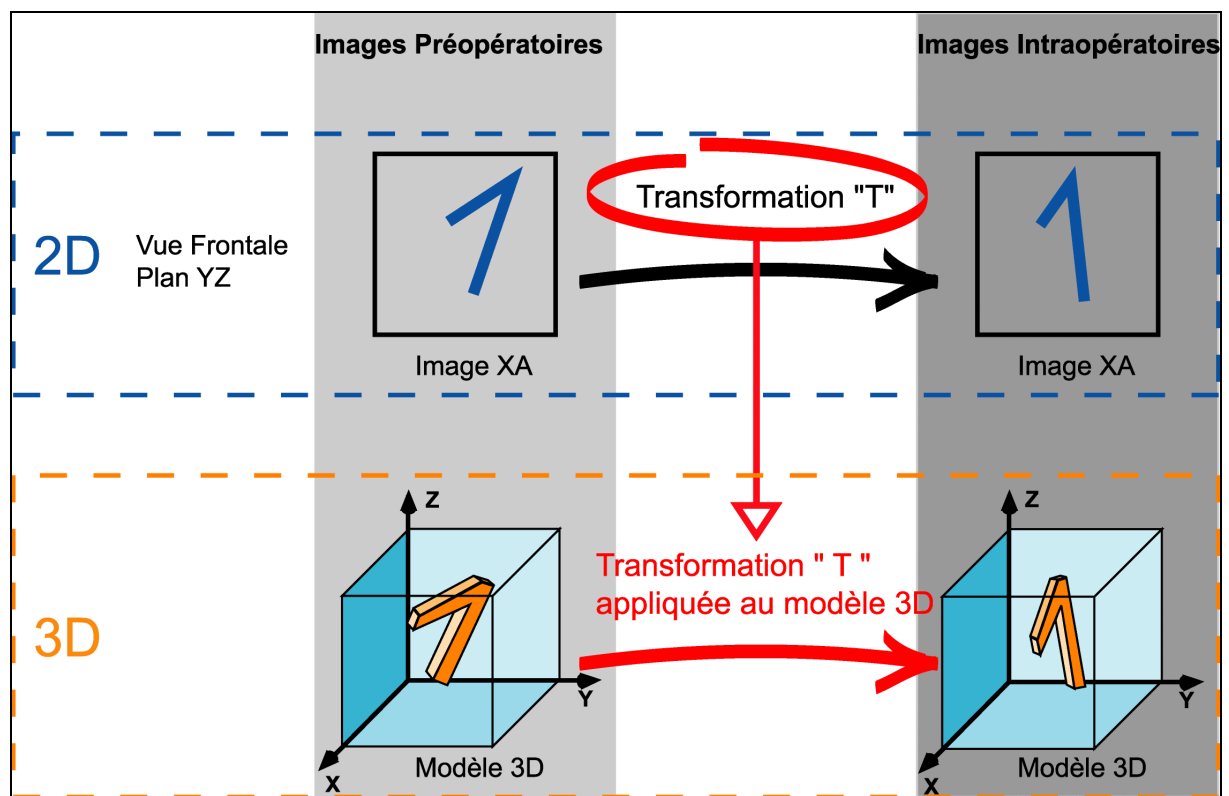


Figure 6.2 – Déformation du modèle 3D selon la transformation 2D

Il est évident que cette approche n'est pas parfaite, car elle ne prend pas en compte la transformation qui existe certainement pour la vue latérale. Pour palier à cet inconvénient, on peut déformer le modèle 3D selon un plan et inclure des contraintes

(dilatation, compression, torsion...) permettant de prédire la déformation selon un autre plan.

On peut donc constater qu'il existe deux grandes étapes dans ce projet que nous nommerons « étape préopératoire » et « étape intraopératoire ».

L'étape préopératoire a pour but la réalisation de la registration rigide et non rigide, alors que l'étape intraopératoire concerne la caractérisation de la transformation entre les images XA préopératoires et intraopératoires ainsi que son application au modèle tridimensionnel issu des images CT.

Il nous a semblé judicieux de nous concentrer sur la première partie de ce vaste projet, c'est-à-dire, la registration rigide et non rigide préopératoire ; en effet, dans l'idée d'élaborer un système de navigation médical, il est important de bien soigner chaque étape que nous venons de citer. Ce travail ne traite pas de la partie intraopératoire.

7. ETAPE PRÉOPÉRATOIRE

7.1 Vue synthétique

A partir d'une série d'images d'angioscanner (souvent à 90° l'une de l'autre), il est possible d'extraire une vue synthétique représentant l'aorte en 2D selon une direction de projection (cf. Figure 7.1).

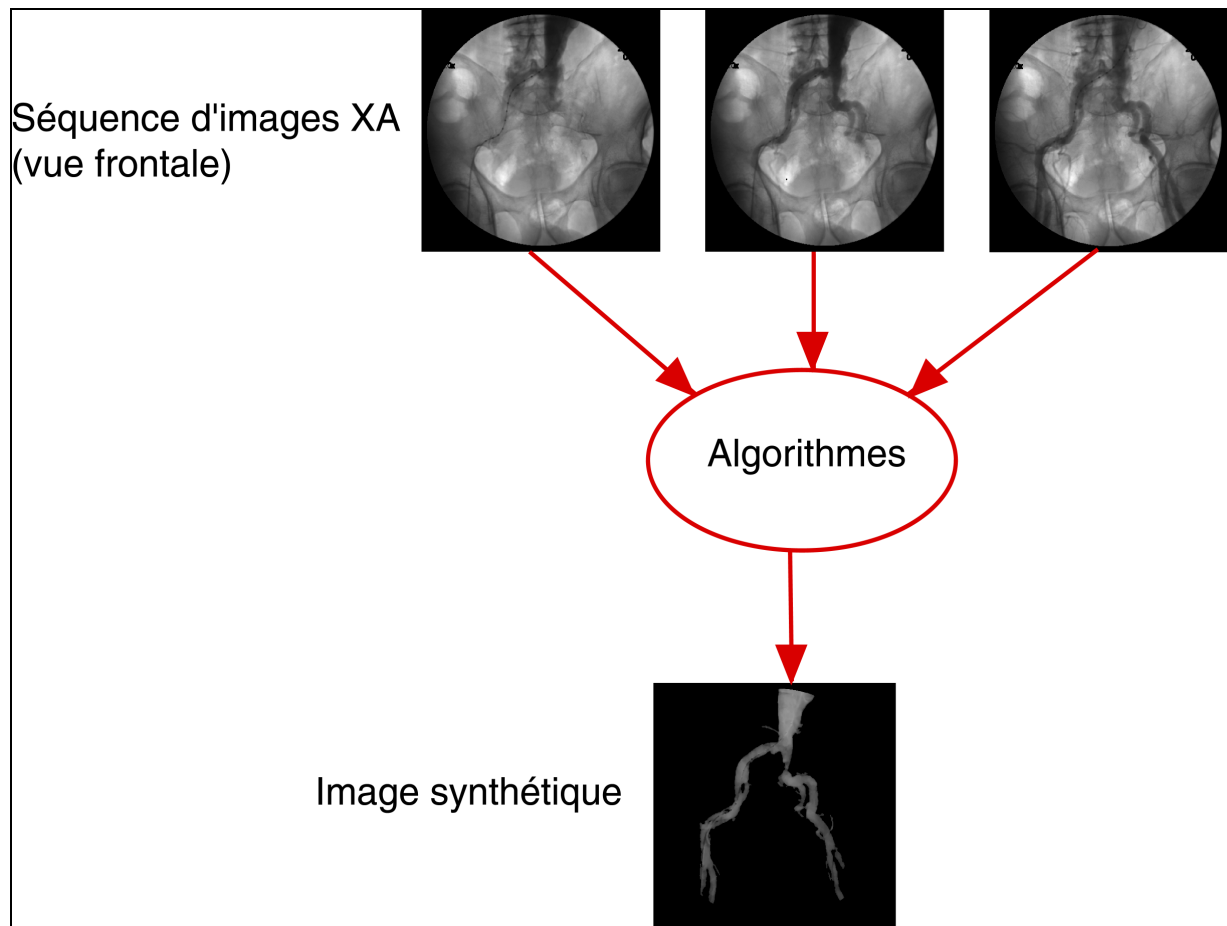


Figure 7.1 – Mise en évidence de l'aorte

Pour obtenir une image synthétique, un traitement connu, le « Digital Subtracting Algorithm » (DSA), consiste à simplement choisir la première image comme étant celle de référence et ensuite soustraire respectivement chacune de autres images à celle de référence.

En faisant ainsi, on met en évidence l'évolution du produit de contraste dans chacune des images par rapport à celle de départ. Ce qui implique que l'aorte dans lequel s'écoule le produit de contraste est elle aussi mise en évidence.

Il suffit ensuite d'additionner les résultats de chacune de ces soustractions pour obtenir une vue synthétique satisfaisante.

Cependant, ce traitement peut s'avérer insuffisant car il peut arriver que des organes tels que l'intestin, bougent pendant la prise de vue des angioscanner ; ceci se traduit par l'apparition de structures indésirables sur l'image.

Une différence d'intensité notoire entre ces deux structures anatomiques permet un filtrage efficace du bruit qui est indésirable pour les traitements ultérieurs (extraction du squelette...).

A l'aide de l'algorithme suivant, on parvient à atténuer la visibilité des organes non désirés.

Soit une série d'images XA : Image0, Image1, Image2...ImageN

1. On effectue la différence de chacune des images avec l'image de référence (Image0) :
 $\text{Image0} - \text{Image1} = \text{Différence1}$
 $\text{Image0} - \text{Image2} = \text{Différence2}$
 \vdots
 $\text{Image0} - \text{ImageN} = \text{DifférenceN}$
2. On effectue l'addition de chacune des images avec l'image de référence :
 $\frac{1}{2} \text{Image0} + \frac{1}{2} \text{Image1} = \text{Addition1}$
 $\frac{1}{2} \text{Image0} + \frac{1}{2} \text{Image2} = \text{Addition2}$
 \vdots
 $\frac{1}{2} \text{Image0} + \frac{1}{2} \text{ImageN} = \text{AdditionN}$
3. Inversion des résultats des additions :
 $\text{Inversion}(\text{Addition1}) = \text{Inversion1}$
 $\text{Inversion}(\text{Addition2}) = \text{Inversion2}$
 \vdots
 $\text{Inversion}(\text{AdditionN}) = \text{InversionN}$
4. Multiplication des résultats des points 3. et 1.
 $\text{Inversion1} * \text{Différence1} = \text{RésultatImage1}$
 $\text{Inversion2} * \text{Différence2} = \text{RésultatImage2}$
 \vdots
 $\text{InversionN} * \text{DifférenceN} = \text{RésultatImageN}$
5. Calcul de la vue synthétique finale
 $\text{Vue synthétique} = \frac{1}{N} * \text{RésultatImage1} + \frac{1}{N} * \text{RésultatImage2} + \dots + \frac{1}{N} * \text{RésultatImageN}$

Les deux images suivantes montre la comparaison entre la méthode DSA (cf. Figure 7.2), c'est-à-dire, une simple soustraction, et notre algorithme (cf. Figure 7.3).



Figure 7.2 – Vue synthétique obtenue par soustraction (DSA)



Figure 7.3 – Vue synthétique obtenue par notre algorithme

Ensuite, nous appliquons un « filtre médian » qui permet la diminution du bruit ; en effet, un filtre médian prend la valeur centrale parmi une série de données, ce qui a pour effet d'éliminer les pics d'intensités. La Figure 7.4 montre le résultat de l'utilisation d'un tel filtre sur l'image précédente (cf. Figure 7.3).

L'image obtenue (cf. Figure 7.4) contient encore beaucoup de structures indésirables, c'est-à-dire, différentes de l'aorte ; l'idéal serait de ne voir apparaître sur l'image que l'aorte.

Pour réaliser cela, nous avons développé un algorithme de propagation qui isole l'organe lorsqu'on spécifie manuellement sur l'image (en cliquant à l'aide de la souris) un point appartenant à l'aorte.

L'intensité du point choisi détermine une valeur initiale qui joue le rôle de valeur de comparaison avec ses voisins pour déterminer s'ils appartiennent ou non à l'aorte.

La différence d'intensité entre les pixels voisins ne doit pas dépasser un seuil fixé selon l'histogramme de l'image – il s'agit en fait d'un pourcentage de l'intensité maximale.

Ce pourcentage est choisi manuellement avant de choisir un point sur l'image.

Cet algorithme se propage de façon récursive dans les quatre directions cardinales.

On compare toujours le pixel courant et son premier voisin.

Voici, en résumé, l'algorithme :

Les points 1 et 2 requièrent l'intervention manuelle et les points 4 et 5 sont automatisés.

- 1) Fixer manuellement le seuil « S ».
- 2) Cliquer sur un des points de l'image appartenant à l'aorte.
- 3) Marquage du pixel courant et propagation récursive :
 - a) EST si le pixel n'a pas déjà été marqué
 - i) Valeurs du pixel courant et du voisin Est sont-elles $> \ll S \gg$
 - (1) Si oui : aller au point 3)
 - (2) Si non : aller au point 3) b)
 - b) NORD si le pixel n'a pas déjà été marqué
 - i) Valeurs du pixel courant et du voisin Est sont-elles $> \ll S \gg$
 - (1) Si oui : aller au point 3)
 - (2) Si non : aller au point 3) c)
 - c) OUEST si le pixel n'a pas déjà été marqué
 - i) Valeurs du pixel courant et du voisin Est sont-elles $> \ll S \gg$
 - (1) Si oui : aller au point 3)
 - (2) Si non : aller au point 3) d)
 - d) SUD si le pixel n'a pas déjà été marqué
 - i) Valeurs du pixel courant et du voisin Est sont-elles $> \ll S \gg$
 - (1) Si oui : aller au point 3)
 - (2) Si non : sortir de l'algorithme
- 4) Seuls les pixels marqués sont reproduit à l'écran.

Sur la Figure 7.5 nous pouvons constater le résultat de cet algorithme appliqué à la Figure 7.4:



Figure 7.4 – Vue synthétique obtenue après application d'un filtre médian 3X3

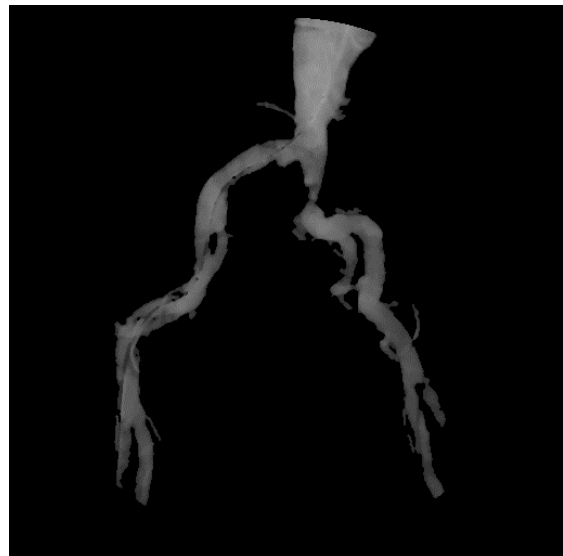


Figure 7.5 – Vue synthétique obtenue par propagation

7.2 Modèle 3D

La société 2C3D a mis à disposition un logiciel de reconstruction 3D sur la base d'images CT. Ce logiciel permet de reconstruire en 3D n'importe quel organe apparaissant sur les images de coupe.

Dans notre cas, l'organe qui suscite l'intérêt est l'aorte ; à partir d'une série d'image CT (image de type de la Figure 3.2), nous pouvons observer le résultat de la mise en évidence et de la reconstruction tridimensionnelle cet organe sur l'image suivante (cf. Figure 7.6).

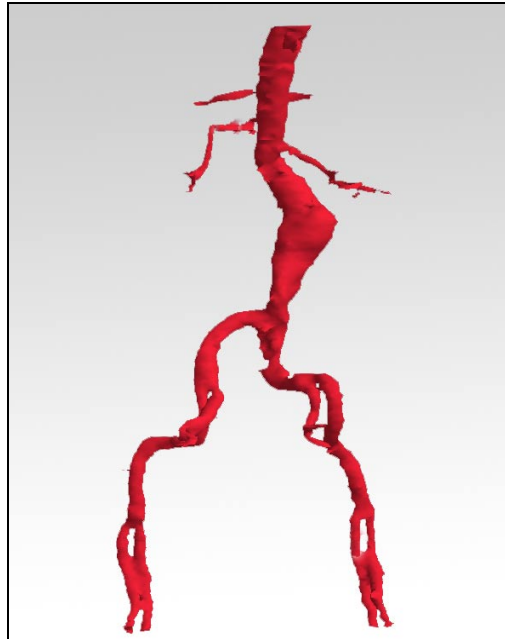


Figure 7.6 – *Modèle issu d'une reconstruction tridimensionnelle à partir d'images CT*

C'est donc un tel objet qui va nous servir de modèle 3D.

7.3 Registration Rigide

Cette étape consiste à faire correspondre de façon projective le modèle 3D de l'aorte avec les différentes vues synthétiques des angiographie à rayons X (vue frontale et vue latérale).

La société 2C3D a mis à notre disposition un algorithme de registration rigide nécessitant la connaissance d'un minimum de 4 points sur chacun des modèles (le modèle 3D et le modèle 2D (image synthétique)). Le procédé de registration étant propriété de cette société, nous le considérerons comme une « boîte noire » qui demande à son entrée un minimum de 4 points appartenant au modèle CT ainsi que les 4 points correspondant appartenant à une image 2D, ici la vue synthétique de

l'angioscanner. La sortie de cette boîte noire est le positionnement du modèle 3D selon ces points de référence.

Il réside un problème majeur pour la registration 2D-3D dans ce projet ; en effet, les images XA qui nous sont fournies ne prennent pas une vue entière de l'organe, car le faisceau de rayons X du C-Arm ne permet de prendre qu'une fenêtre dont les dimensions ne sont pas suffisantes.

La prise de vue se fait donc en deux étapes qui mettent respectivement en évidence la partie supérieure (cf. Figure 7.7) et la partie inférieure (cf. Figure 7.8) de la zone d'intérêt.

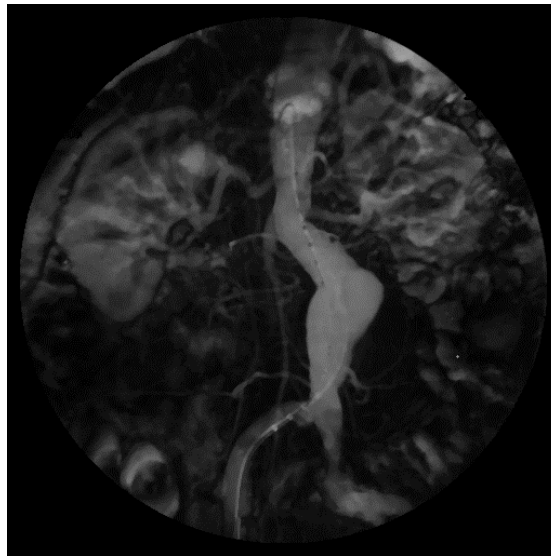


Figure 7.7 – *Vue supérieure de la zone d'intérêt*



Figure 7.8 – *Vue inférieure de la zone d'intérêt*

Faire correspondre ces images pour obtenir une registration sur l'entier du modèle est un problème dont la difficulté est grande. Cette problématique sort du cadre de ce

travail de diplôme, mais il n'en reste pas moins un point essentiel à éclaircir pour pouvoir proposer un système de navigation sans faille.

Pour exécuter notre registration sur des images concernant le bas ou le haut de la zone d'intérêt, nous avons choisi au total 8 points de registration anatomique (cf. Figure 7.9) pour qu'ils soient facilement reconnaissables sur les images XA :

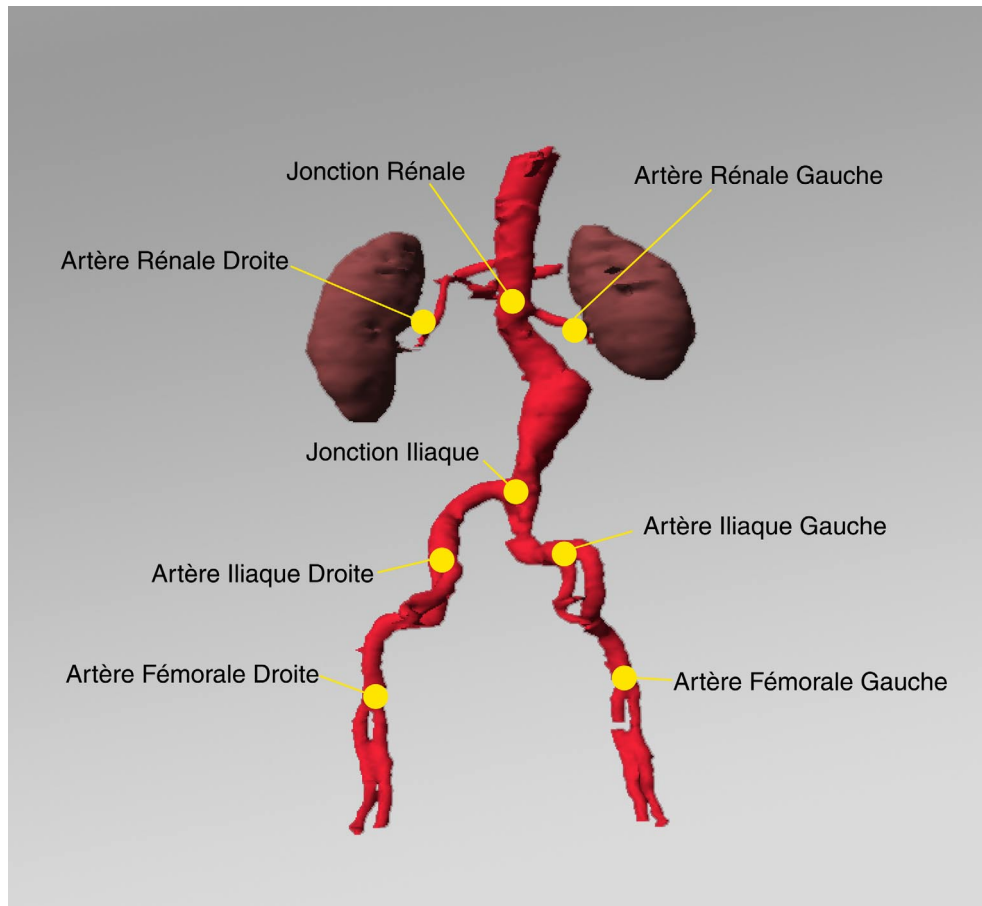


Figure 7.9 – Points anatomiques fixes pour la registration

Les coordonnées de ces points sont mesurées manuellement sur le modèle tridimensionnel issu CT grâce à n'importe quel logiciel de visualisation 3D (LightWave5.5 dans notre cas) et elles sont stockées dans un fichier.

Pour faire cette registration, nous offrons au médecin une image synthétique issue d'une série d'image frontale ou latérale XA (cf. Figure 7.5).

Le médecin, connaissant les points de registration choisis du modèle 3D, les situe lui-même sur l'image synthétique en les marquant grâce à l'interface que nous avons développée. On peut voir sur la Figure 7.10, la partie registration de l'interface. Elle propose les points de registration à placer selon différentes couleurs sur la vue synthétique issue des séries d'images XA. On peut aussi observer la vue tridimensionnelle manipulable de l'aorte (en rouge) sur laquelle les points de

références sont marqués par des cônes blancs pour en faciliter le placement sur l'image 2D.

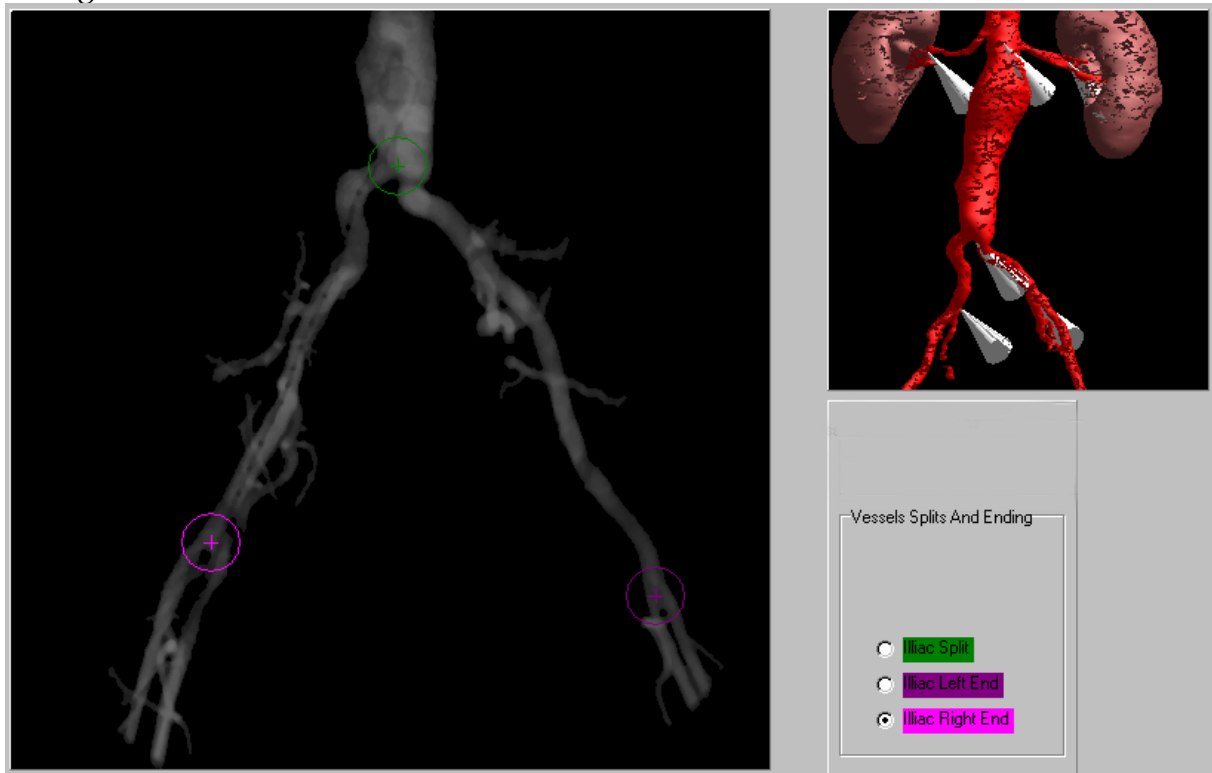


Figure 7.10 – Interface pour la registration

Ces coordonnées sont stockées dans un fichier et l'algorithme de registration s'exécute. Il faut noter que la registration obtenue, si elle n'est pas satisfaisante, peut être affinée à volonté en modifiant manuellement les points sur l'image synthétique.

Nous avons testé l'algorithme sur une image projetée du modèle 3D lui-même, afin de pouvoir obtenir une mesure de similarité cohérente. La comparaison est calculée par rapport à la surface de référence de l'image projetée en comparant la zone de recouvrement des deux surfaces selon l'équation suivante :

Recouvrement = Surface de recouvrement / Surface de référence

Une fois la registration rigide effectuée, nous obtenons typiquement le genre de résultat visuel tel que montré sur la Figure 7.11.

La différence surfacique représente l'erreur de taille entre le modèle 3D et la vue 2D.

Sur la Figure 7.11, nous pouvons observer que le recouvrement de la figure de référence est d'environ 76% et la différence surfacique est de 15%.

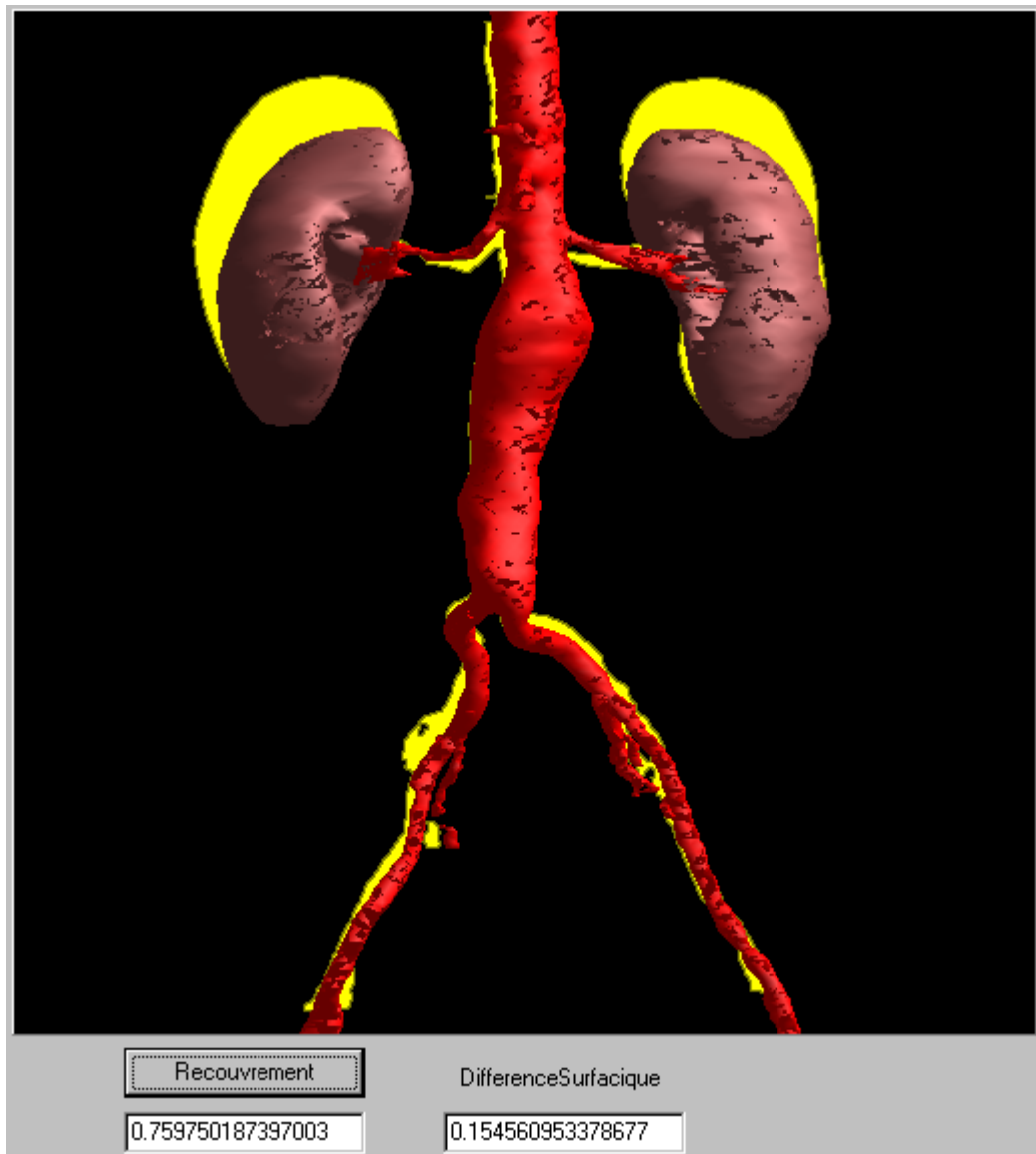


Figure 7.11 – *Registration rigide 3D-2D avec calcul de similarité*

Cette registration offre un résultat intéressant compte tenu de la complexité du modèle 3D à registrer. Cependant nous pouvons constater que certaines zones ne se recouvrent pas entièrement.

Un algorithme de « fitting » a été élaboré, dans le but d'améliorer cette première registration. Il consiste à faire évoluer les variables :

- **Rotation** (r_1, r_2, r_3) autour du point de registration de la jonction illiaque, qui est le point le plus facile à repérer et sur lequel l'erreur de registration est vraiment minime.
- **Taille** (t_3) du modèle 3D. En effet, la registration par point que nous offrons est simple mais une erreur de positionnement des points n'est pas exclue est peu influencer la taille du modèle CT lors de la registration.
- ...

Cette méthode consiste à changer les valeurs de ces variables pour que la surface de recouvrement entre la projection du modèle CT et la vue synthétique XA soit maximum en utilisant un algorithme de minimisation non-linéaire :

Le but est de trouver la solution qui minimise une fonction $f(r_1, r_2, r_3, t_3)$ où $f()$ représente le pourcentage de recouvrement des 2 projections – la vue XA est la projection du volume CT (cf. Figure 7.12 et Figure 7.13).

Cet algorithme a été implémenté, mais le temps nous a manqué pour l'inclure dans le programme. Il requiert la spécification d'un point anatomique fixé manuellement sur l'image. Il peut se révéler être un excellent atout pour mieux ajuster la registration.

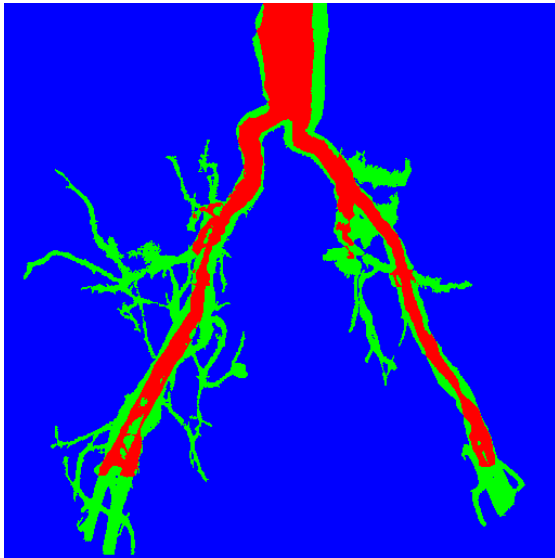


Figure 7.12 – *Superposition de la vue XA et de la projection du modèle 3D après registration*



Figure 7.13 – *Vue de la superposition XA - modèle 3D*

Bien que nous puissions réajuster la registration à l'aide de l'algorithme que nous venons de citer, nous avons préféré nous diriger vers registration « non rigide ». Le terme « non rigide » indique que nous allons déformer le modèle 3D pour qu'il y ait une meilleure registration. En effet, dans cette partie préopératoire, il est très probable que la disposition tridimensionnelle de l'aorte change entre le moment où a lieu le CT scanner et celui où a lieu l'angiographie rayons X, entraînant ainsi un manque de correspondance entre le modèle 3D et les images XA.

Etant donné que ce genre de registration n'est pas aisé, nos efforts se sont concentrés sur cette partie, plutôt que sur les étapes qui suivent la registration préopératoire, c'est-à-dire, l'étape intraopératoire.

7.4 Registration Non Rigide

Comme nous venons de le voir, notre première registration ne tient pas en compte le fait que la disposition de l'organe n'est pas la même lors du CT et lors de l'angioscanner. Il faut donc faire une registration non rigide 3D-2D traduite par une déformation que subira le modèle 3D.

A ce stade, nous sommes en possession d'une registration qui n'est pas suffisamment satisfaisante (cf. Image du Zoom erreur avant §registration rigide).

L'idée est de déformer le squelette du modèle 3D afin qu'il corresponde au squelette de la vue synthétique XA.

Pour cela, il nous faut extraire le squelette de la vue synthétique de façon automatique. Le squelette du modèle 3D a été, quant à lui, extrait manuellement.

7.4.1 Squelettisation de la vue synthétique XA

Pour l'extraction du squelette, nous nous sommes basés sur l'algorithme de Zhang-Suen[0].

Description de l'algorithme de Zhang-Suen

Il se déroule en deux étapes :

Soit le pixel $P(i,j)$ courant :

- 1) Premier scan de l'image : Le pixel est mis à zéro si les cinq conditions suivantes sont satisfaites :
 - $P(i,j)$ ne doit pas être un pixel de fin de segment
 - $P(i,j)$ est de connectivité égale à 1
 - $P(i,j)$ a au moins 2 voisins et au plus 6 voisins non nuls
 - Au moins un des $P(i, j+1)$, $P(i-1, j)$ et $P(i,j-1)$ est nul
 - Au moins un des $P(i-1, j)$, $P(i+1, j)$ et $P(i,j-1)$ est nul
- 2) Second scan de l'image : seules les deux dernières conditions changent par rapport à l'étape précédente :
 - Au moins un des $P(i-1, j)$, $P(i, j+1)$ et $P(i+1,j)$ est nul
 - Au moins un des $P(i, j+1)$, $P(i+1, j)$ et $P(i,j-1)$ est nul

Cet algorithme fournit un squelette qui n'est pas partout d'épaisseur égale à un pixel. Il a donc fallu « nettoyer » ce squelette de la manière suivante (en imposant les critères suivants):

- Vérifier que le Pixel n'est pas un pixel de bout de segment
- Si le pixel est de connectivité inférieure à 2, on le met à zéro
- Le pixel est mis à zéro, si sa connectivité = 2 ou 3, et si son voisinage correspond à un des schémas suivants (cf. Figure 7.14):

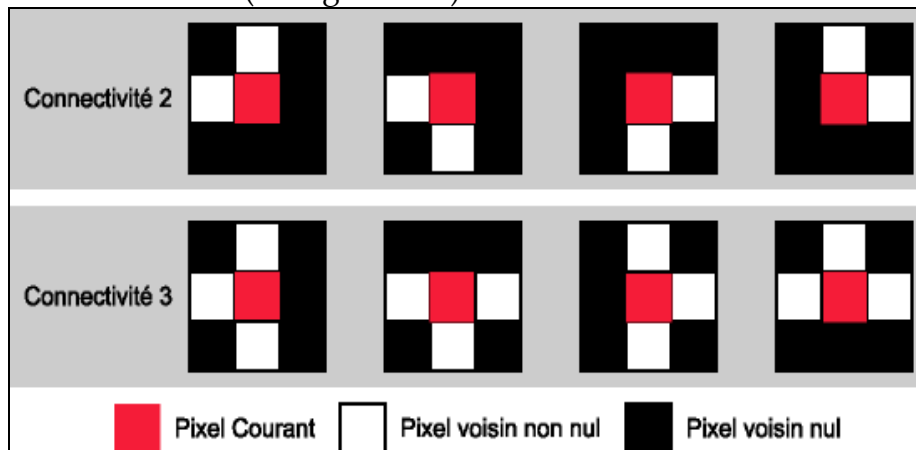


Figure 7.14 – Critères de mise à zéro du pixel courant

Les deux images qui suivent montrent la comparaison entre l'algorithme Zhang-Suen amélioré que nous avons développé (cf. Figure 7.16) et celui disponible dans le logiciel « ImageJ » (cf. Figure 7.15).

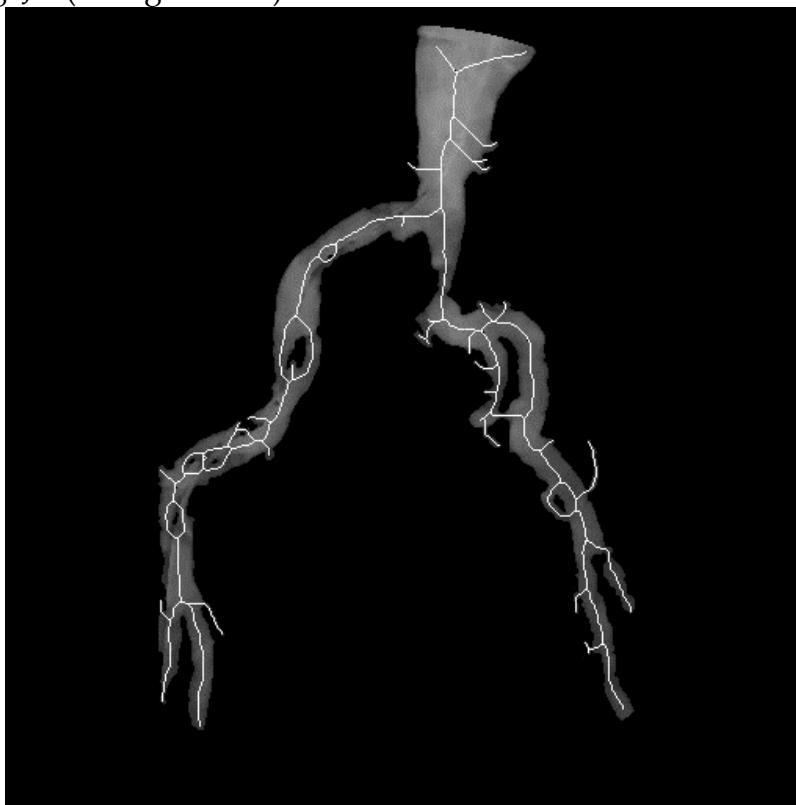


Figure 7.15 – *Squelette issu d' « Image J »*

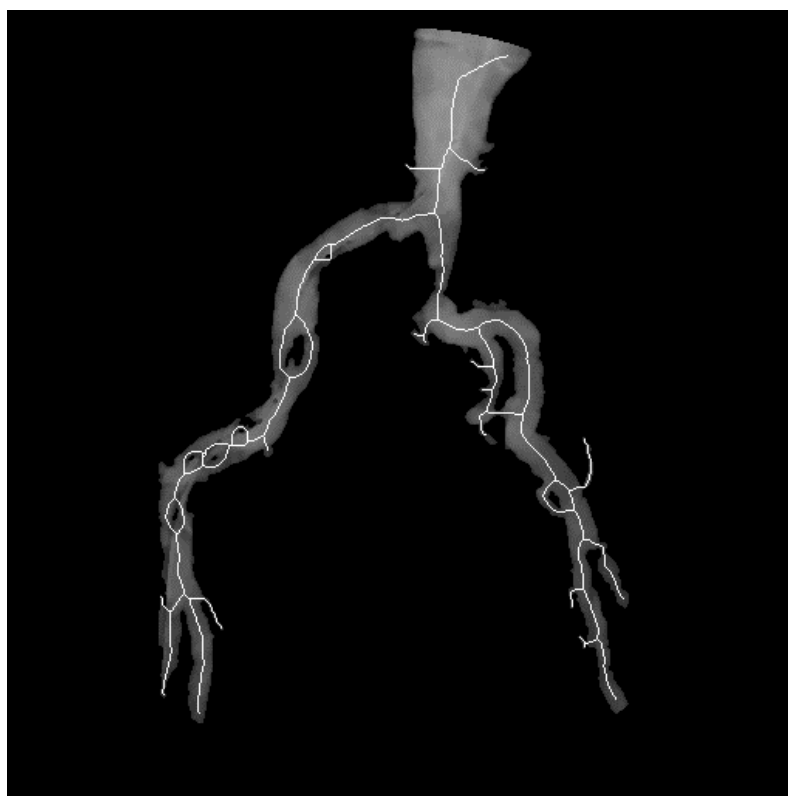


Figure 7.16 – *Squelette issu de notre algorithme*

Cette première étape de squelettisation étant terminée, il nous faut éliminer les segments n'ayant aucun intérêt pour la registration. L'idéal serait de parvenir à la simplification suivante (cf. Figure 7.17) :

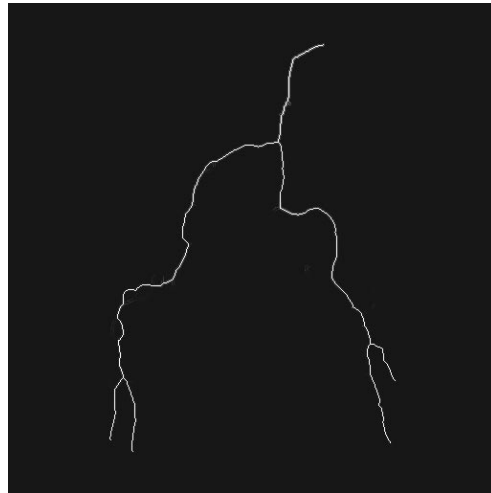


Figure 7.17 – *Squelette idéal*

Pour parvenir à cela, nous sommes en cours d'élaboration de l'algorithme suivant :

- Calcul de tous les points de jonctions du squelette.
- Sélection des points de jonction se trouvant le plus près des points fixés par le médecin sur l'image synthétique lors de la registration rigide (cf. § 7.3 Registration Rigide). Les coordonnées des jonctions sont stockées dans un fichier.
- Pour chaque paire consécutive de jonction, parcours de chaque chemin possible; si le chemin parcouru n'aboutit pas à la jonction souhaitée, il est « éliminé ». Seuls les chemins reliant correctement deux jonctions sont mémorisés.
- Le squelette issu du modèle 3D (cf. Figure 7.18) est calculé manuellement (Logiciel de visualisation 3D).
- Utilisation de la connaissance à priori du squelette 3D et sélection des chemins probables par comparaison des angles que forment les chemins aux jonctions du squelette 2D avec la projection du squelette idéal du modèle 3D.

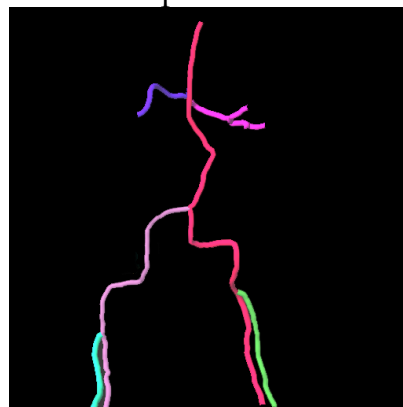


Figure 7.18 – *Squelette du modèle 3D*

Ce squelette est projeté sur le même plan que l'image synthétique, et pour chaque jonction (elles sont connues) on calcule l'angle que forme les branches sortantes de cette jonction. Ces angles sont classés en 4 catégories selon le schéma suivant (cf. Figure 7.19):

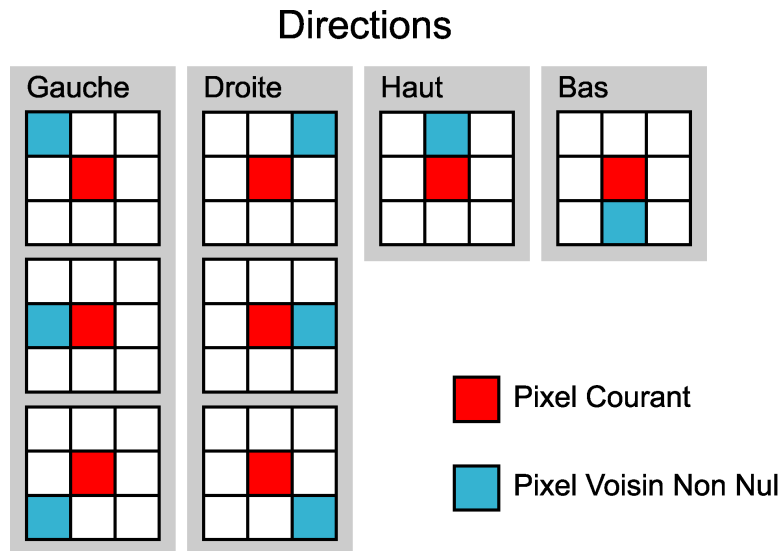


Figure 7.19– Principales directions de comparaison
pour les jonctions du squelette XA et du squelette 3D

Donc chaque jonction du squelette 3D est caractérisée par deux angles représentant la direction que prennent les deux branches sortantes. Le calcul de ces angles ne se base bien entendu pas que sur deux pixels, mais nous faisons une moyenne sur plusieurs pixels consécutifs qui nous donne une direction préférentielle.

- Les chemins conservés sont ceux dont les directions des branches sortantes des jonctions correspondent à celles du squelette.
- Un dernier tri, si nécessaire, est réalisé en comparant les distances séparant les jonctions.

Les résultats de cet algorithme seront présentés lors de la défense de ce travail (!).

En supposant que nous possédions désormais un squelette idéal (cf. Figure 7.17), nous allons maintenant exécuter la déformation du squelette du modèle 3D selon sa projection sur les deux squelettes (frontal et latéral) issus des images XA.

7.4.2 Déformation du squelette 3D selon les plans de projections XA

Nous avons choisi de traiter cette déformation en nous basant sur un modèle d'élongation et de compression de l'aorte. En effet, selon une étude [2], l'aorte peut être considérée comme une artère de type élastique (et non de type musculaire), ce qui justifie notre idée de modéliser la déformation de l'aorte de façon

proportionnelle, c'est-à-dire, et de limiter l'élongation et la compression grâce à des constantes.

Cette façon de faire est un peu simpliste, mais comme, à notre connaissance, il n'existe pas de modèle de déformation « certifié », nous prenons la liberté de baser notre modèle sur ces suppositions. Il faut noter que l'architecture du programme permet une entière évolution quant à la modélisation de la déformation.

Nous allons donc exécuter une registration non rigide pour chacune des deux projections tour à tour (frontale et latérale) correspondant aux vues des images d'angioscanner.

Pour ce faire, il faut faire correspondre à chaque point du squelette du modèle 3D, un point du squelette de l'image synthétique 2D. Etant donné la faible erreur de positionnement lors de la registration rigide, nous avons choisis de déterminer les points de correspondance selon la distance la plus courte des points du squelette 3D au squelette XA.

Etant donné le manque d'information concernant d'éventuels modèles de déformation d'organes tels que l'aorte, notre approche a été de nous baser sur une déformation élastique locale du squelette du modèle CT.

Comme l'indique la Figure 7.20, nous souhaitons superposer les projections des points du squelette 3D avec les points du squelette 2D.

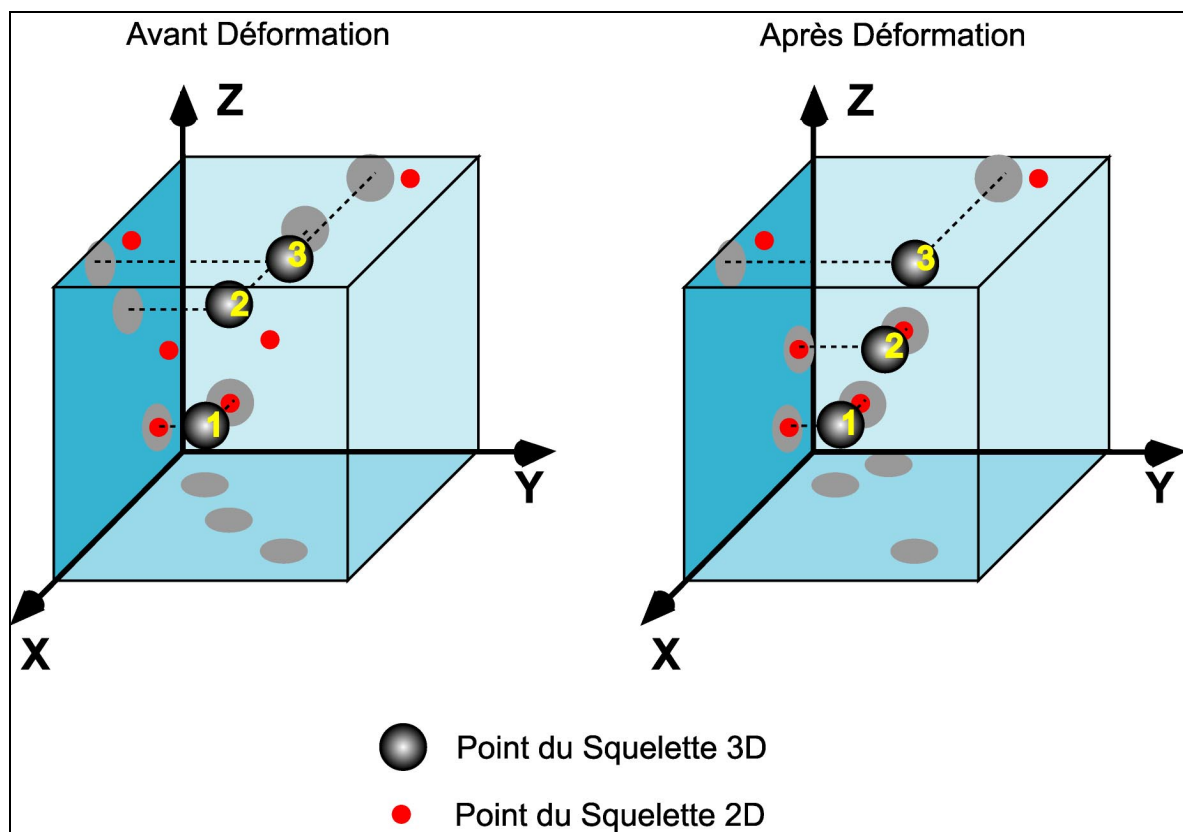


Figure 7.20 – Déformation des points du squelette 3D par projection selon les points des squelettes des vues synthétiques XA

Bien entendu, nous ne pouvons pas permettre n'importe quelles déformations ; l'aorte ne se détend ou ne se comprime pas à volonté; ce fait a été traduit par une contrainte d'élongation et une contrainte de compression. En effet, selon la Figure 7.20, on peut constater que la distance des points 1 à 2 est plus petite après déformation et alors que la distance des points 2 à 3 est plus grande que la distance originale. Nous avons donc fixé des constantes qui limitent les variations de ces longueurs selon un pourcentage de la longueur initiale entre le point déplacé (point 2 sur la Figure 7.20) et ses premiers voisins respectivement (point 1 et 3 sur la Figure 7.20).

Nous avons développé un algorithme de déformation qui, à partir de points appartenant à un plan, déforme les points du squelette 3D pour que leur projection corresponde aux points du plan. Nous tenons compte, bien entendu, des limitations de déformation en élongation et compression. Ainsi, il nous est possible de faire la registration « non rigide » entre les squelettes 2D des deux vues synthétiques XA et le squelette de modèle 3D de l'aorte.

A chaque point 3D correspond un point 2D (suite de points stockés dans un fichier) ; étudions la déformation du point 2 de la Figure 7.20, par exemple.

En premier lieu nous nous occupons de la déformation selon le plan YZ.

Nous faisons passer une normale au plan YZ par le point A du squelette 2D (cf. Figure 7.21). Puis nous cherchons la distance la plus courte du point 3D à cette droite qui est caractérisée par le point P appartenant à la normale.

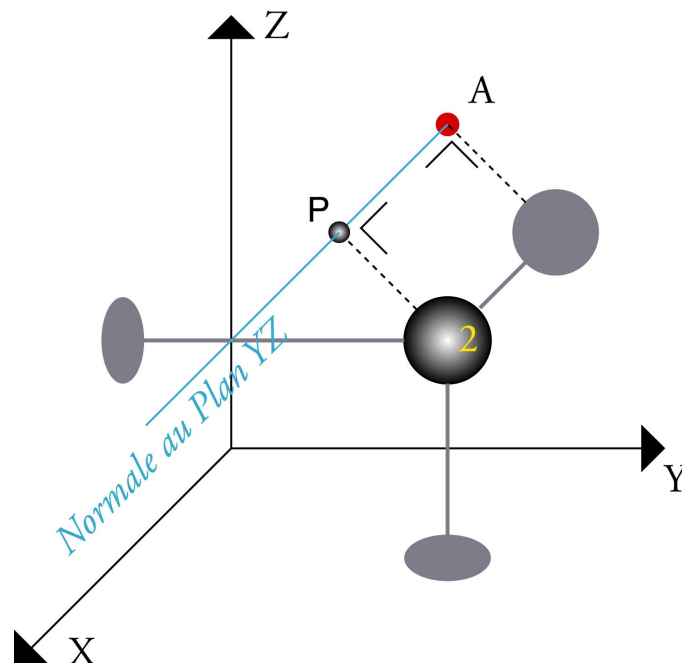


Figure 7.21 – Modification de la position spatiale du point 2
selon le point A appartenant au plan YZ

Le point 2 va se déplacer vers le point P tant qu'il respectera les conditions d'élongation et de compression de distance caractérisant les distances entre les points 1 et 2 et les entre les points 2 et 3 (cf. Figure 7.20).

Ensuite, nous procédons de la même manière mais selon le point du squelette appartenant à une autre vue – dans notre cas, le plan XZ (cf. Figure 7.20).

Une fois que le point est modifié selon les deux points appartenant aux plan YZ et XZ, nous répétons ce schéma pour le point suivant.

N'ayant pas encore à disposition de squelette idéal pour tester notre algorithme, nous avons créé deux listes de points appartenant, respectivement, à deux plans perpendiculaires représentant les squelettes XA selon les vues frontales et latérales, ainsi qu'une liste de points représentant le squelette 3D.

Nous avons développé l'algorithme que nous venons de citer et avons obtenu le résultat exposé sur les Figure 7.22, Figure 7.23 et Figure 7.24 correspondant respectivement à une vue générale, une autre montrant la correspondance avec le plan XZ et enfin une vue de correspondance avec le plan YZ.

En blanc, nous avons le squelette 3D avant déformation, en bleu les deux squelettes des images XA appartenant respectivement aux plans YZ et XZ.

En vert, nous pouvons observer le squelette 3D après modification pour que ses points correspondent aux points des squelettes 2D.

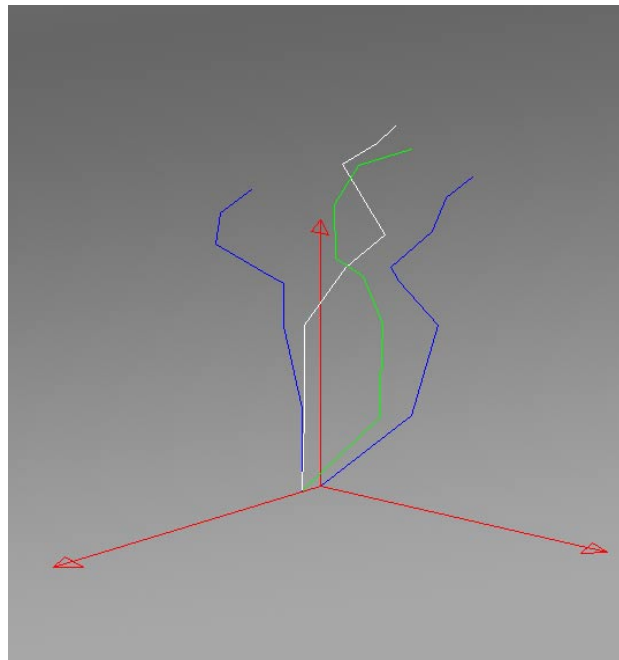


Figure 7.22 – Vue générale

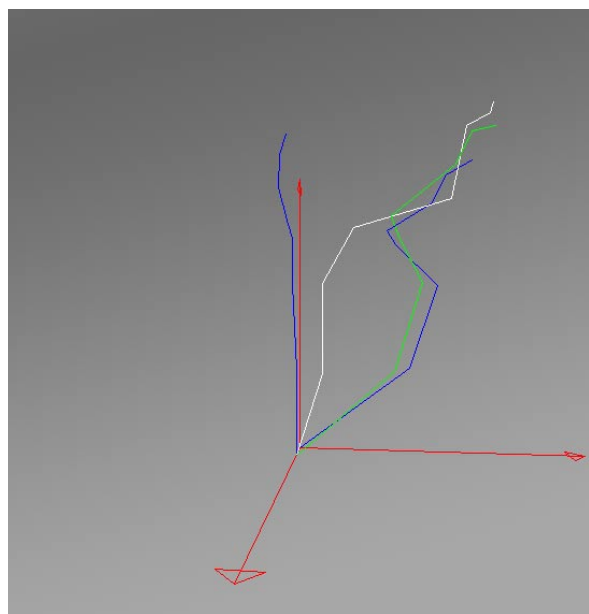


Figure 7.23 – Vue de la projection du plan YZ

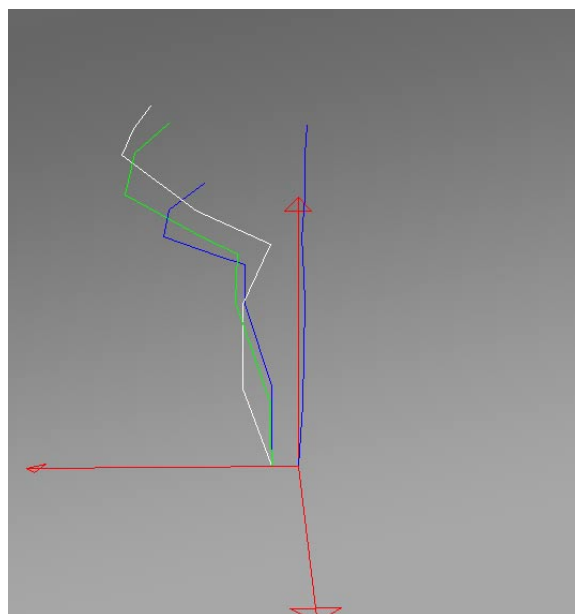


Figure 7.24 – Vue de la projection du plan XZ

L'algorithme développé fonctionne avec n'importe quel plan de projection; en effet, les séries d'images XA ne sont pas forcément prises avec un angle de 90° entre elles, car le C-Arm permet une multitude d'angles pour les prises de vues.

8. DISCUSSION DES RÉSULTATS

8.1 Vue Synthétique

Le résultat que procurent nos algorithmes pour isoler l'aorte est tout à fait satisfaisant et suffisant, facilitant la tâche de squelettisation exécutée par la suite.

Cependant on peut regretter le besoin d'interaction pour fixer un point appartenant à l'aorte dans le but d'effectuer la propagation. Une automatisation possible pourrait résider dans la recherche de la plus grande surface possible ayant une intensité élevée déterminée grâce à l'histogramme de l'image.

8.2 Registration rigide

L'algorithme étant fourni par la société 2C3D, il nous a fallu créer une interface permettant l'interaction pour fixer les points de registration anatomique sur l'image synthétique XA et permettre ainsi une registration rigide que l'on peut affiner manuellement.

8.3 Registration non rigide

8.3.1 Squelettisation

L'extraction du squelette par la méthode de Zhang-Suen améliorée donne de bons résultats. Etant encore au stade de développement pour le nettoyage de ce squelette pour offrir un seul chemin possible par artère, nous ne pouvons nous exprimer sur d'hypothétiques résultats quant à cet algorithme en cours. Cependant, l'idée de tirer parti de la connaissance du squelette 3D pour le projeter après registration rigide et le comparer au squelette XA afin de « purifier » celui-ci, semble prometteuse.

8.3.2 Déformation du squelette 3D selon les plans de projections XA

En nous créant trois listes de points représentant, respectivement, les points des deux squelettes XA et les points du squelette du modèle 3D, nous avons pu déformer le squelette 3D selon la projection de ses points sur les différents plans des squelettes XA, et ceci en tenant compte de contrainte d'élongation et de compression des distances d'une manière locale. Le résultat est concluant ; cependant, nos contraintes ont été fixées de manière expérimentale et ne correspondent certainement pas à la réalité, malgré notre effort de recherche [2].

Bien sûr, les constantes limitant la déformation sont tout à fait modifiables pour plus correspondre à la réalité.

9. CONCLUSION

9.1 Système de navigation 3D

La conception d'un système de navigation 3D pour le domaine médical est un réel défi et nous avons dû rapidement restreindre notre domaine de développement à la registration rigide car chaque étape doit être traitée en profondeur.

9.2 Développements futurs

Le manque d'informations sur la déformation élastique de l'aorte ne permet pas d'évaluer proprement les résultats obtenus. Une première étape serait de chercher un modèle de déformation de l'aorte réaliste.

Il serait souhaitable de connecter les différentes étapes exposées au sein d'une même interface. En effet, notre modèle de déformation du squelette 3D a été conçu dans un programme indépendant de celui calculant les différents squelettes, car le développement s'est effectué en parallèle.

Bien entendu, il reste encore des développements à faire pour parvenir à un système de navigation 3D pour la pose d'endoprothèses aortiques. Ce projet est de grande ampleur, mais son attrait est proportionnel à sa difficulté.

9.3 Remerciements

Je remercie le professeur Michael Unser qui a accepté de superviser ce projet et qui m'a donné l'opportunité de le greffer au sein du Biomédical Engineering Group.

Je remercie Charles Baur qui a accepté mon projet dans le cadre de l'entreprise 2C3D.

J'ai beaucoup appris durant ce travail de diplôme et l'occasion de pouvoir le faire dans le cadre de la société 2C3D au PSE m'a permis d'avoir un contact bienfaisant avec le monde du travail. Je tiens donc à remercier mon assistant Gaëtan Marti qui m'a proposé ce sujet de travail de diplôme et qui m'a accueilli dans sa Start-Up. J'ai apprécié les conseils de Gaëtan et de Nicolas Chauvin toujours dirigés dans une optique pratique.

Je suis reconnaissant envers le Dr Stéphane Wicky pour les images CT et XA qu'il m'a fournies et aussi pour m'avoir permis de suivre une opération de pose d'endoprothèse aortique ; ceci m'a permis d'aborder mon projet dans de bonnes conditions de compréhension et de mieux cerner les problématiques relatives à ce genre d'opération.

Lausanne, le 22 Février 2002

Micaël Rochat

10. ANNEXE

10.1 Anatomie

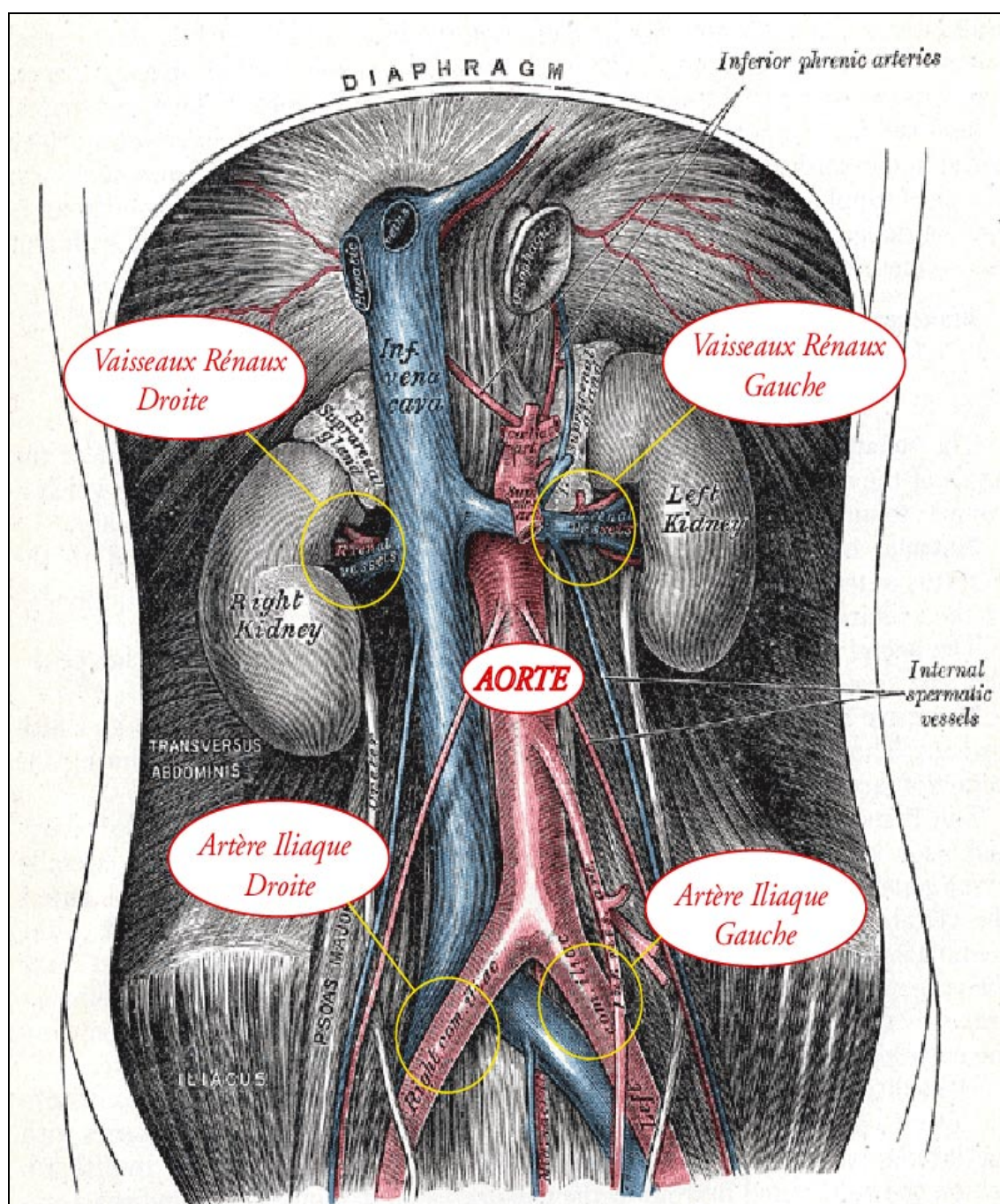


Figure 10.1 – Localisation de l'Aorte

10.2 Cathéter

Un cathéter est une tige pleine ou creuse servant à explorer, à dilater un canal, un orifice ou à introduire, prélever des liquides¹. Dans notre cas, le cathéter contient l'endoprothèse sous forme compressée. C'est l'instrument qui est introduit dans l'artère fémorale pour remonter jusqu'au lieu de l'anévrisme. Grâce à un bouton de déploiement (cf. Figure 10.2), l'endoprothèse est déployée et vient appuyer sur la paroi interne de l'aorte pour jouer le rôle de canal pour le flux sanguin.

CATHETER DE MISE EN PLACE DE L'ENDOPROTHESE EXCLUDER

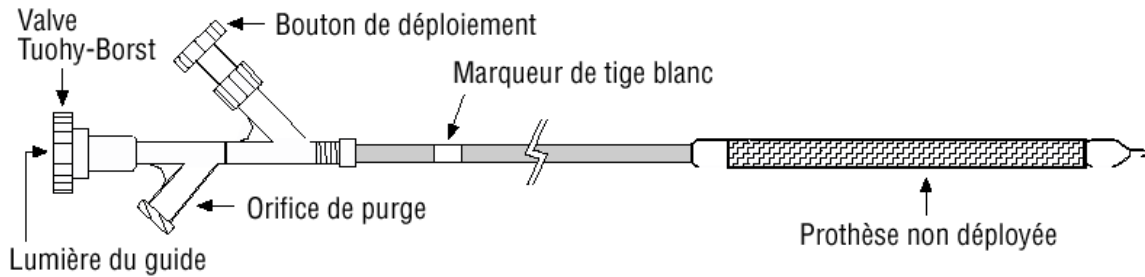
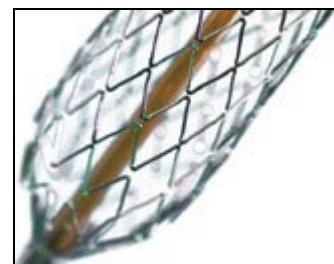


Figure 10.2 – Cathéter « Excluder » fabriqué par Gore

10.3 Endoprothèse

Sur les images suivantes on peut observer l'endoprothèse se déployant lors du retrait du cathéter. Ce modèle d'endoprothèse (« AneuRx Stent Graft ») est commercialisée par Medtronic. La prothèse est un tube en polyester supporté par une grille en métal conçue pour appuyer contre l'intérieur de l'aorte et ainsi jouer son rôle de guide de flux [4].



10.4 C-Arm

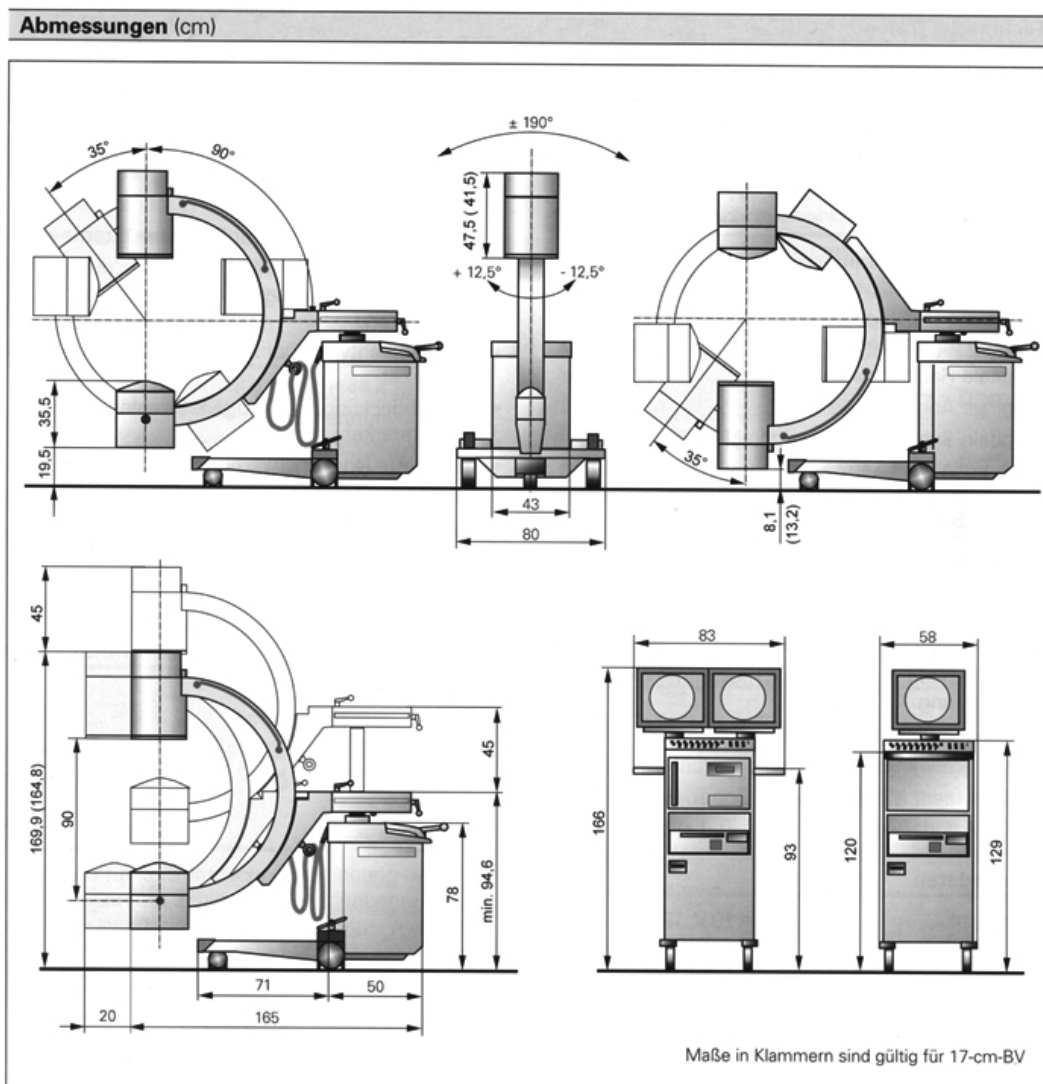
L'angiographie à rayons X est souvent réalisée, dans les hôpitaux, au moyen de l'appareil nommé « C-Arm ». Cet appareil permet la prise d'images selon plusieurs

¹ Dictionnaire : Le Petit Robert

plan de projection ; ceci est utile pour obtenir des informations tridimensionnelles sur les organes internes du patient.

L'image suivante montre la mobilité du bras du C-Arm "Siremobil Compact" de Siemens facilitant l'obtention de plusieurs angles de vues.

SIREMOBIL Compact



11. RÉFÉRENCES

11.1 Littérature

[0] J.R.Parker, 1997. Algorithms for Image Processing And Computer Vision, p.185, Wiley.

11.2 Internet

[1] <http://www.jrc.es/iptsreport/vol17/french/MED6F176.htm>

[2] <http://www-rocq.inria.fr/Marc.Thiriet/Glosr/Bio/Vaisseau/ParoiVasc.html>

[3] <http://www-timc.imag.fr/Emmanuel.Promayon/MEF/>

[4] <http://www.aneurx.com/patient1.html>

11.2.1 Images

www.radiologyinfo.org

www.e-cardiologie.com

www.bartleby.com

www.gore.com/corp/divisions.html

www-med.stanford.edu/school/surgery/html/vascular/case/case01.html